Aus der Abteilung Allgemeine Neurologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. J. Dichgans
der Neurologischen Klinik der Universität Tübingen

Stabilisation des aufrechten Stehens beim Menschen nach passiver lateraler Auslenkung

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HARALD WOLFGANG NUDING
aus Stuttgart

1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus der Abteilung Allgemeine Neurologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. J. Dichgans
der Neurologischen Klinik der Universität Tübingen

Stabilisation des aufrechten Stehens beim Menschen nach passiver lateraler Auslenkung

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HARALD WOLFGANG NUDING
aus Stuttgart

1983

Dekan:	Professor Dr. D. Plester
1. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. H.C. Diener
2. Berichterstatter:	Professor Dr. Th. Brandt

Gedruckt bei H.- J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen

Für Lilo, Markus und Christine

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543928_0111

Ich danke Herrn Privatdozent Dr. H.C. Diener für die Überlassung des Themas sowie für unermüdliche Hilfe und Anregungen bei allen theoretischen und praktischen Problemen.
Dem Laborpersonal Frl. B. Guschlbauer, Herrn Dipl. - Ing. W. Bruzek, Herrn M. Bacher und Herrn H. Mau danke ich für ihre Geduld bei der Einweisung in die Bedienung der Laborgeräte und die tatkräftige Unterstützung.
Meinen Versuchspersonen danke ich für die Opferung ihrer knapp bemessenen Freizeit.
Herrn Ernst Beck danke ich für das Abschreiben der endgültigen Fassung der Arbeit.

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
1.1.	Rolle des Sehens für das ruhige Stehen	2
1.2.	Arbeitsbereiche der verschiedenen afferenten Systeme unter dynamischen Bedingungen	3
1.3.	Die Bedeutung des Bewegungssehens	5
1.4.	Aufgabe der vorliegenden Arbeit	6
2.	METHODE	7
2.1.	Versuchsaufbau	7
2.2.	Versuchsprogramm	7
2.3.	Auswertung	8
2.4.	Versuchspersonen	11
3.	ERGEBNISSE	12
3.1.	Verlagerung des CFP	12
3.1.1.	Offene Augen	12
3.1.2.	Geschlossene Augen	14
3.1.3.	Stroboskopische Beleuchtung	14
3.1.4.	Statistischer Vergleich der CFP - Verlagerung unter den 3 Bedingungen	14

3.2.	Amplitude der Hüftschwankung	16
3.2.1.	Offene Augen	16
3.2.2.	Geschlossene Augen	17
3.2.3.	Stroboskopische Beleuchtung	17
3.2.4.	Statistischer Vergleich der Amplitude der Hüftschwankung unter den 3 Bedingungen	19
3.3.	Amplitude der Kopfschwankung	20
3.3.1.	Offene Augen	20
3.3.2.	Geschlossene Augen	20
3.3.3.	Stroboskopische Beleuchtung	22
3.3.4.	Statistischer Vergleich der Amplitude der Kopfschwankung unter den 3 Bedingungen	22
3.4.	Phasenlage	24
3.4.1.	Phasenlage des CFP	24
3.4.1.1.	Offene Augen	24
3.4.1.2.	Geschlossene Augen	25
3.4.1.3.	Stroboskopische Beleuchtung	25
3.4.2.	Phasenlage der Hüftschwankung	25
3.4.2.1.	Offene Augen	25
3.4.2.2.	Geschlossene Augen	25
3.4.2.3.	Stroboskopische Beleuchtung	26

3.4.3.	Phasenlage der Kopfschwankung	28
3.4.3.1.	Offene Augen	28
3.4.3.2.	Geschlossene Augen	28
3.4.3.3.	Stroboskopische Beleuchtung	28
3.4.4.	Zusammenfassung	31
3.5.	EMG - Einsatzzeitpunkt und EMG - Aktivitätsdauer	32
3.5.1.	Offene Augen	32
3.5.2.	Geschlossene Augen	36
3.5.3.	Stroboskopische Beleuchtung	39
4.	DISKUSSION	42
4.1.	Einfluß der visuellen Afferenz auf das Stehen in Ruhe	42
4.2.	Einfluß des Bewegungssehens auf das Stehen in Ruhe	42
4.2.1.	Lineare Bewegung (Linearvektion)	42
4.2.2.	Drehbewegungen (Circularvektion)	43
4.3.	Stehen bei passiver Auslenkung des Körpers	44
4.3.1.	Bei Bewegung um eine horizontale Achse in der Frontalebene (Sprunggelenksebene)	44
4.3.2.	Stehen bei stroboskopischer Beleuchtung	44
4.4.	Diskussion eigener Ergebnisse	46
4.4.1.	Vergleich der Ergebnisse bei stroboskopischer Beleuchtung	48

5. ZUSAMMENFASSUNG 50

LITERATURVERZEICHNIS 51

Lebenslauf

1. EINLEITUNG

Die Aufrechterhaltung des Standes unter statischen und dynamischen Bedingungen setzt beim Menschen die intakte Funktion verschiedener afferenter Systeme voraus.
Diese sind :

1. proprioceptive Afferenzen
2. vestibuläre Afferenzen
3. visuelle Afferenzen

Die integrative Verschaltung dieser Informationen ist Voraussetzung für die Regulation der aufrechten Körperhaltung.
Bei Störungen der Rezeptoren für die Propriozeption (Muskelspindeln, Golgi - Sehnenorgane und Gelenkrezeptoren) oder der afferenten Bahnen (Hinterstränge, spinocerebelläre Bahnen) , kommt es zu der sogenannten spinalen Ataxie (z. B. bei Tabes dorsalis oder beim M. Friedreich) . Kranke mit dieser Form der Ataxie zeigen oft schon mit offenen Augen eine erhebliche Standunsicherheit. Mit geschlossenen Augen oder bei Dunkelheit ist sicheres aufrechtes Stehen und Gehen häufig nicht mehr gewährleistet.

Beim akuten Ausfall des Vestibulärorgans (Otolithen und Bogengänge) durch Durchblutungsstörungen des Ramus vestibularis der A. labyrinthi oder beim M. Menière kommt es neben der Ataxie zu Drehschwindel, einem Spontannystagmus und Brechreiz oder Erbrechen. Die Kranken sind unfähig, sich zu erheben, geschweige denn zu stehen. Diese Symptome bessern sich abhängig vom Alter im Laufe von Tagen oder Wochen durch zentrale Kompensationsvorgänge. Patienten mit bilateralem Labyrinthausfall können nach der Akutphase erstaunlich sicher stehen und gehen, solange die visuellen Afferenzen erhalten sind.

Die Ausschaltung des visuellen Systems gehört zur klinischen Routine beim Romberg - Stehversuch. Der Verlust visueller Informationen durch Augenschließen bewirkt bei Störungen der Proprioception und des vestibulären Systems eine Zunahme der Standunruhe.
Eine Quantifizierung der Körperschwankungen bei offenen und geschlossenen Augen führten Dichgans et al. (1976) durch. Sie registrierten die Bewegungen des Körperschwerpunktes und führten eine Fourier - Analyse beim Stehen in Ruhe unter beiden Bedingungen durch. Die Körperschwankungen nahmen mit geschlossenen Augen vor allem im Niederfrequenzbereich unter 1 Hz zu.

1.1. Rolle des Sehens für das ruhige Stehen

Die alltägliche Erfahrung zeigt, daß das aufrechte Stehen mit offenen Augen stabiler ist als mit geschlossenen.
Romberg beobachtete schon 1853 die überproportionale Zunahme der Standunruhe mit geschlossenen Augen bei seinen Patienten mit neurologischen Erkrankungen.
Seitdem wurden zahlreiche Untersuchungen durchgeführt, um den Einfluß des Sehens auf die Gleichgewichtsregulation zu verstehen und zu quantifizieren. Die Körperschwankungen nehmen nach Augenschluß um 20 - 60 % zu (Hellebrandt, Franseen, 1943 ; Travis, 1945 ; Edwards, 1946 ; Gurfinkel und Elner, 1973 ; Kapteyn und Bles, 1976 ; Taguchi et al., 1978 ; Hufschmidt et al., 1980).
Eine weitere Quantifizierung der Unterschiede der Körperschwankungen bei offenen und geschlossenen Augen führten Dichgans et al. (1976) durch, indem sie die Fourier - Spektren der Schwerpunktbewegungen beim Stehen in Ruhe unter beiden Bedingungen analysierten. Sie fanden entsprechend eine Reduktion der spontanen Körperunruhe beim Öffnen der Augen auf die Hälfte.

1.2. Arbeitsbereiche der verschiedenen afferenten Systeme unter dynamischen Bedingungen

Der Einfluß des visuellen Systems auf die Standstabilisation hängt von der Frequenz der spontanen oder extern induzierten Körperschwankungen ab. Um dies quantitativ zu untersuchen, können die Versuchspersonen auf beweglichen Meßplattformen passiv aus der Ruhe gebracht werden. Benutzt man sinusförmige Reize, so gibt die Amplitude der dann ebenfalls sinusförmig modulierten Körperschwankungen ein Maß für die Standstabilisation. Dabei zeigte sich, daß bei einer Reizfrequenz von 0,3 bis 0,5 Hz die Körperschwankungen am größten sind (Walsh, 1973 ; Gurfinkel et al., 1975 ; Diener et al., 1982) .
Eine andere Möglichkeit besteht darin, den Körper durch die Wahrnehmung bewegter Flächen oder Gegenstände (meist leuchtende Stäbe, Pendel, Glühlampenreihen) auszulenken (de Wit, 1971 ; Baron et al., 1973 ; Dichgans et al., 1976 ; Oblak et al., 1976 ; Berthoz et al., 1979) .
Die meisten Autoren fanden, daß dabei Reizfrequenzen zwischen 0,1 und 0,5 Hz am effektivsten sind.

Das Vestibulärorgan gliedert sich in 2 Rezeptorensysteme, die Bogengangsorgane und die Otolithen . Lineare Beschleunigung und die Schwerkraft stimulieren primär die Otolithen - Rezeptoren der Maculae von Sacculus und Utriculus, Winkelbeschleunigungen erregen die Bogengangsorgane über eine Auslenkung der Cupula.
Die horizontalen Bogengänge wurden bisher am gründlichsten untersucht ; die Schwelle für eine statistisch signifikante Änderung der Entladungsrate, die in Ruhe bei primären sensorischen Vestibularisneuronen bei 20 / s liegt, beträgt für tonische Neurone $0{,}55^{\circ} / s^2$ und für kinetische Neuronen, die nicht spontan entladen, etwa $5^{\circ} / s^2$ (aus Wicke, 1980) . Der Wirkungsbereich der Bogengänge soll nach Nashner (1970) eher im höheren Frequenzbereich über 1 Hz, derjenige der Otolithen darunter liegen.

Die optimalen Arbeitsbereiche der proprioceptiven Systeme sind beim Menschen nicht bekannt. Ausschaltung der Afferenzen durch Ischämie generieren beim Menschen einen Körpertremor von 1 Hz (Mauritz und Dietz, 1980) .

1.3. Die Bedeutung des Bewegungssehens

Visuelle Einflüsse werden aber auch im Hochfrequenzbereich über 1 Hz wirksam, wenn artifiziell die retinale Bildbewegung gemindert wird (stabilisierte Umwelt), und so ein Konflikt zwischen vestibulärer und visueller Bewegungsinformation zustandekommt (Lacour et al., 1978 ; Nashner und Berthoz, 1977 ; Vidal, 1978).
Darüberhinaus stellt sich die Frage, ob für die Standstabilisation die Wahrnehmung stationärer Strukturen im Sehfeld oder eine retinale Bildbewegung notwendig ist.
Amblard et al. (1980) haben das Bewegungssehen durch stroboskopische Beleuchtung (3 und 6 Hz) ausgeschaltet.
Amblards Versuchspersonen standen, einen Fuß vor dem anderen, auf einer Weichgummiplattform. Durch die schlechten afferenten Informationen bei der weichen Standunterlage nahmen die spontanen Körperschwankungen, vor allem in lateraler Richtung, zu. Als Meßgrößen dienten die Beschleunigungen an Kopf, Hüfte und Knöcheln.
Die Autoren kamen zu folgenden Ergebnissen :

1. Die stroboskopische Beleuchtung (3 und 6 Hz) und damit die Wahrnehmung stationärer Strukturen liefert für das Stehen keine relevante Information.

2. Der wesentliche Beitrag des Sehens zur aufrechten Körperhaltung besteht in der Bewegungswahrnehmung.

Amblards Experimente lassen den Schluß zu, daß die Rolle des Sehens nicht nur, wie von Berthoz et al. (1979) postuliert, im niedrigen Frequenzbereich von 0 bis 0,2 Hz , sondern auch im höheren Frequenzbereich wichtig ist.

1.4. Aufgabe der vorliegenden Arbeit

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist, den visuellen Einfluß auf die Standstabilisation zu prüfen, wenn die Versuchspersonen auf einer in der Frontalebene sinusförmig schwingenden Plattform stehen.
Die Ergebnisse sollen mit denen nach Bewegungen in der Sagittalen verglichen werden.
Die Versuche werden unter verschiedenen Bedingungen : Augen offen, Augen geschlossen und unter stroboskopischer Beleuchtung durchgeführt.
Es soll dabei zusätzlich der Einfluß verschiedener Stimulationsfrequenzen der Plattformbewegung untersucht werden.
Möglicherweise ist die Verarbeitung der visuellen Afferenz bezüglich der Wahrnehmung stationärer oder bewegter Kontraste ebenfalls frequenzabhängig.

2. METHODE

2.1. Versuchsaufbau

Die Probanden standen auf einer Meßplattform, die sich durch einen servogesteuerten Schrittmotor um die Drehachse des unteren Sprunggelenks drehen ließ. Auf diese Weise wurde der Körper passiv in seitlicher Richtung ausgelenkt.
Zur Quantifizierung der Körperschwankungen wurde mit Hilfe von 4 Dehnmeßstreifen an der Sohle der Plattform die vertikale Projektion des Kraftschwerpunktes auf die Fußfläche, der CFP (centre of foot - pressure nach Thomas und Whitney, 1959), berechnet.
Die seitlichen Auslenkungen von Hüfte und Kopf in der Frontalebene wurden von Winkelmessern (Meßbereich $\pm$ 15°) registriert. Die Goniometer wurden mit Hilfe eines Stirnbandes am Hinterkopf und mit Hilfe eines Gürtels in Höhe LWK 5 fixiert.
Elektromyogramme (EMG) wurden an beiden Beinen vom medialen Anteil des Musculus wurde (M. gastrocnemius medialis) mit Oberflächenelektroden abgeleitet, 5000 bis 20 000 mal verstärkt, gleichgerichtet und gefiltert (16 - 100 Hz).
Alle Meßwerte einschließlich des Steuersignals für die Plattform wurden auf einem Tonband (Tandberg Instrumentation Recorder Series 115 D) zwischengespeichert, auf einem 4 - Kanal - Averager sukzessive aufsummiert und auf einem X - Y - Plotter ausgezeichnet.

2.2. Versuchsprogramm

Das Versuchsprogramm umfaßte Sinusbewegungen der Plattform mit Frequenzen von 0,01 Hz, 0,05 Hz, 0,1 Hz; 0,3 Hz und 1 Hz. Die Amplitude der Plattformbewegung betrug 8° (= jeweils 4° nach rechts bzw. links).

Die Versuche wurden unter 3 verschiedenen Bedingungen durchgeführt :

1. mit offenen Augen (Ao)
2. mit geschlossenen Augen (Az)
3. mit stroboskopischer Beleuchtung (Str , 5 Hz)

Die Versuchspersonen wurden aufgefordert, in lockerer, aufrechter Haltung mit geschlossenen Füßen und durchgestreckten Knien zu stehen und zusätzliche Willkürbewegungen zu vermeiden.

Die Plattformschwingungen mit 0,01 Hz , 0,03 Hz und mit 0,1 Hz wurden je zehnmal durchgeführt ; die Bewegungen mit 0,3 Hz und 1 Hz wurden je 90 Sekunden aufgezeichnet. Sowohl die verschiedenen Reizfrequenzen, wie auch die visuellen Stimulationsbedingungen wurden randomisiert dargeboten.

2.3. Auswertung

Von jeder insgesamt 15 Versuchsbedingungen wurden je 8 Durchgänge auf einem Nicolet - Averager (1070) aufsummiert und von einem Rikadenky - X - Y - Plotter wie folgt gezeichnet :

1. Reiz : Sinusschwingung
2. Auslenkung des CFP in x - Richtung (cm)
3. Auslenkung des CFP in y - Richtung (cm) (zur Kontrolle, nicht ausgewertet)
4. Auslenkung des Kopfes in x - Richtung (Grad
5. Auslenkung der Hüfte in x - Richtung (Grad)

6. EMG des rechten M. triceps surae (mV)

7. EMG des linken M. triceps surae (mV)

Für die lateralen Auslenkungen von CFP, Kopf und Hüfte in x - Richtung wurde die Amplitude (CFP in cm, Kopf - und Hüftschwankung in Grad) dadurch bestimmt, daß der Abstand zwischen Minimum und Maximum im Sinuszyklus gemessen wurde. Zusätzlich wurde die Phasenlage in Beziehung zum Sinusreiz ermittelt.
Parallel dazu wurden mit Hilfe eines Computerprogrammes die mittlere Dauer und der Beginn der jeweiligen EMG - Aktivität über insgesamt 8 Sinuszyklen berechnet.

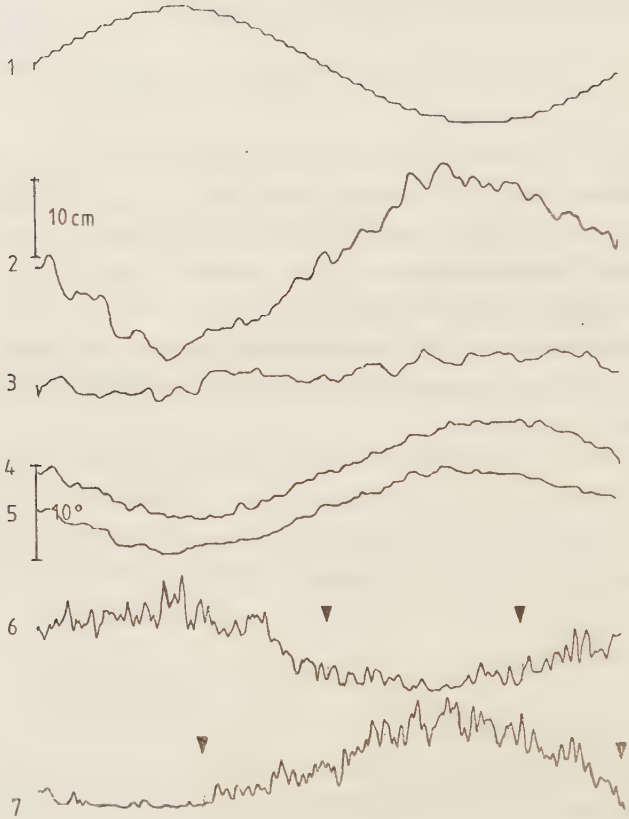

Abb. 1 Originalaufzeichnung der Körperschwankungen. Gemittelt über 8 Sinuszyklen

1 : Sinusschwingung der Plattform. Anstieg der Kurve (0 - 90°) zeigt Ansteigen der linken Plattformhälfte. Amplitude 8° .

2 : Seitliche Auslenkung des CFP (Ausschlag nach oben bedeutet CFP - Verlagerung nach links).

3 : Anterior - posteriore Auslenkung des CFP (nicht ausgewertet, zur Kontrolle. Ausschlag nach oben bedeutet Verlagerung nach hinten.)

4 : Seitliche Auslenkung des Kopfes

5 : Seitliche Auslenkung der Hüfte

6 : EMG des rechten M. triceps surae (Pfeile zeigen Anfang und Ende der Aktivität)

2.4. Versuchspersonen

Die Experimente wurden an 10 gesunden, freiwilligen Versuchspersonen (5 weiblich) , durchgeführt. Es handelte sich um Institutsangehörige, Studenten und Lehrer. Das Altersmittel betrug 26,9 Jahre, die jüngste Versuchsperson war 20 Jahre alt, die älteste 35 Jahre.

3. ERGEBNISSE

3.1. Verlagerung des CFP (Abb. 2)

3.1.1. Offene Augen

Während einer Sinusschwingung kommt es zu einem ebenfalls sinusförmigen Verlauf der Auslenkung des CFP, deren Amplitude bei einer Schwingungsperiode von 100 Sekunden (0,01 Hz) mit 6,1 cm am größten ist. Sie nimmt mit steigender Frequenz kontinuierlich ab und beträgt bei 1 Hz nur noch 2,75 cm. (Genaue Werte vermittelt Tabelle 1)

TABELLE 1 : Laterale Auslenkung des CFP in cm, AM = Mittelwert,
s = Standardabweichung, N = 10
+ = signifikant höher als Augen offen (Ao) auf dem 1 % - Niveau
++ = signifikant höher als Ao auf dem 0,1 % - Niveau
§ = signifikant höher als Ao auf dem 5 % - Niveau
nach Wilcoxon und Wilcox

Frequenz (Hz)	Augen offen (cm) AM	s	Augen zu (cm) AM	s	Stroboskop (cm) AM	s
1,0	2,75	1,10	$6,12^{+}$	2,82	3,64	1,38
0,3	4,13	3,63	$6,41^{+}$	1,92	5,68	3,00
0,1	4,85	2,35	$10,15^{+}$	2,97	6,89	2,09
0,03	5,76	2,32	$9,58^{++}$	1,70	9,15	2,30
0,01	6,12	2,85	$8,51^{++}$	2,80	$7,82^{\S}$	2,62

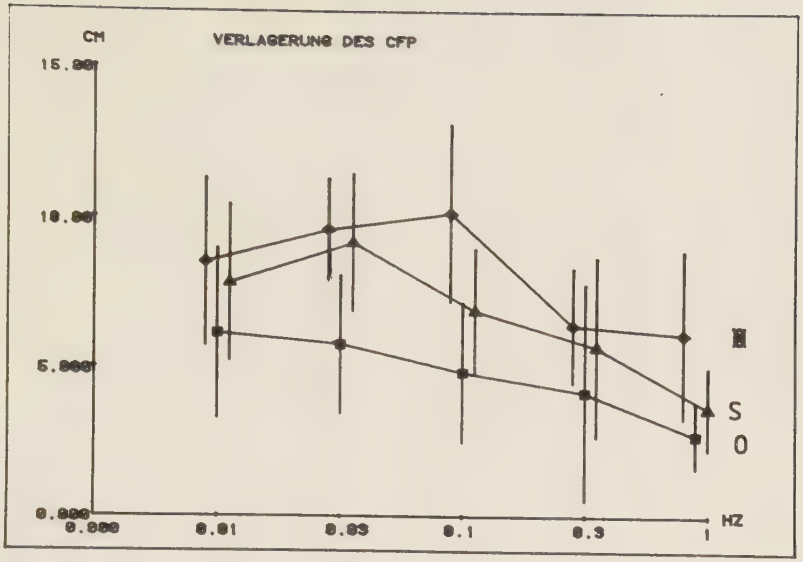

Abb. 2 Mittelwerte und Standardabweichungen der lateralen Auslenkung des CFP bei verschiedenen Reizfrequenzen (Abszisse) unter den Bedingungen : Augen offen (O), stroboskopische Beleuchtung (S) und Augen geschlossen (⊗). Ergebnisse von 10 gesunden Versuchspersonen.

3.1. 2. Geschlossene Augen

Ohne visuelle Kontrolle ist die Auslenkung des CFP (centre of foot - pressure) stets größer. Das Maximum der Verlagerung des CFP von 10,15 cm wird bei einer Reizfrequenz von 0,1 Hz erreicht. Die Verlagerung ist zum Teil doppelt so hoch wie bei den Schwankungen bei offenen Augen.

3.1. 3. Stroboskopische Beleuchtung

Schaltet man das Bewegungssehen unter Erhaltung des Kontursehens durch stroboskopische Beleuchtung mit 5 Blitzen pro Sekunde aus, liegt das Maximum der Auslenkung von 9,15 cm bei einer Frequenz von 0,03 Hz. Die Werte liegen bei den niedrigen Frequenzen den Werten bei geschlossenen Augen nahe. Bei 1 Hz sind sie eher den Werten mit offenen Augen vergleichbar. (Siehe Tabelle 1) .

3.1. 4. Statistischer Vergleich der CFP - Verlagerung unter den 3 Bedingungen

Die Varianzanalyse nach Friedman (1937) zeigt signifikante Unterschiede (p 0,01) bei den niedrigen Frequenzen (0,01 und 0,03 Hz) ; die Null - hypothese (H_o : Gleichheit der CFP - Verlagerung unter den 3 Bedingungen) wird bei den Frequenzen 0,3 Hz und 1 Hz auf dem 1 % - Niveau verworfen.

Beim multiplen Vergleich nach Wilcoxon und Wilcox (1964) ergibt sich folgende Verteilung :

TABELLE 2: Vergleich der CFP - Verlagerung nach Wilcoxon und Wilcox
Ao = Augen offen, Az = Augen geschlossen, Str. = stroboskopische Beleuchtung

Frequenz (Hz)	$p \leq 0,01$	$p \leq 0,05$
1,0	Ao < Az	—
0,3	—	Ao < Az
0,1	Ao < Az	—
0,03	Ao < Az, Str.	—
0,01	Ao < Az	Ao < Str.

Bei den Frequenzen 1 Hz, 0,1 Hz und 0,01 Hz unterscheiden sich die Werte Augen offen und Augen geschlossen signifikant auf dem 1 % - Niveau.
Bei 0,03 Hz und 0,01 Hz ist die CFP - Verlagerung bei geöffneten Augen signifikant kleiner als bei stroboskopischer Beleuchtung.

3.2. Amplitude der Hüftschwankung (Abb. 3)

3.2.1. Offene Augen

Wie aus der Tabelle 3 hervorgeht, liegt die Amplitude der Hüftschwankung zwischen 2,62 ° bei 1 Hz und 3,88 ° bei 0,1 Hz . Die Amplitude sinkt dann bei niedrigeren Frequenzen auf Werte unter 3 ° .

TABELLE 3 : Amplitude der Hüftschwankung in Grad, AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, N = 10
+ = signifikant höher als Augen offen (Ao) auf dem 1 % - Niveau
++ = signifikant höher als Ao auf dem 0,1 % - Niveau
§ = signifikant höher als Ao auf dem 5 % - Niveau
nach Wilcoxon und Wilcox

Frequenz (Hz)	Augen offen (Grad) AM	s	Augen zu (Grad) AM	s	Stroboskop (Grad) AM	s
1,0	2,62	0,59	$4,38^{\S}$	1,34	3,10	0,99
0,3	3,83	2,17	4,24	1,02	4,42	1,51
0,1	3,88	0,76	$5,93^{\S}$	1,68	4,83	1,32
0,03	3,49	1,24	$5,06^{++}$	1,47	4,56	1,23
0,01	2,96	1,28	$3,92^{+}$	0,90	3,94	1,72

3.2. 2. Geschlossene Augen

Die minimale Amplitude von 3,92 ° ergibt sich bei Periodendauer 100 s . Das Maximum liegt hier mit 5,93 ° bei 0,1 Hz. Der Wert bei 1 Hz liegt bei geschlossenen Augen beträchtlich höher als bei offenen Augen, wohingegen sich die Werte bei 0,3 Hz nur gering unterscheiden.

3.2. 3. Stroboskopische Beleuchtung

Auch hier liegt das Maximum der Auslenkung mit einer Amplitude von 4,83 ° bei 0,1 Hz. Die Amplitude nimmt sowohl zu den höheren als auch zu den niedrigeren Frequenzen hin ab. Bei 0,3 Hz ist die Amplitude bei stroboskopischer Beleuchtung sogar größer als bei Untersuchung mit geschlossenen Augen.

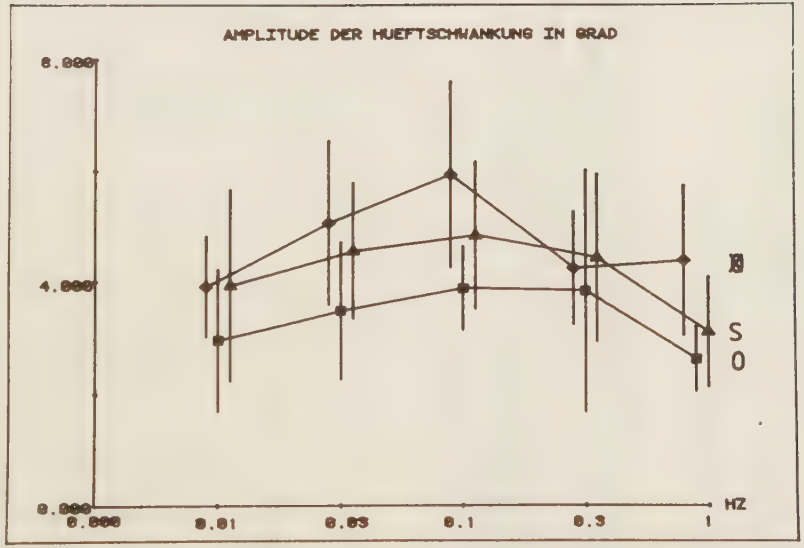

Abb. 3 Mittelwerte und Standardabweichungen der Amplitude der Hüftschwankung bei verschiedenen Reizfrequenzen (Abszisse) unter den Bedingungen : Augen offen (O), stroboskopischer Beleuchtung (S) und Augen geschlossen (⊗). Ergebnisse von 10 gesunden Versuchspersonen.

3.2. 4. Statistischer Vergleich der Amplitude der Hüftschwankung unter den 3 Bedingungen

Bei varianzanalytischer Auswertung der Meßwerte nach Friedman entstammen die Meßwerte bei den Frequenzen 1 Hz , 0,1 Hz und 0,01 Hz mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % nicht der gleichen Grundgesamtheit. Dies gilt für die Frequenz 0,03 Hz auf dem 0,1 % - Niveau. Dagegen kann bei 0,3 Hz die Nullhypothese (H_o : Gleichheit der Amplitude unter den 3 Bedingungen) nicht abgelehnt werden : die Meßwerte entstammen der gleichen Grundgesamtheit.

Beim multiplen Vergleich nach Wilcoxon und Wilcox (1964) ergibt sich folgendes Bild :

TABELLE 4 : Vergleich der Hüftschwankung nach Wilcoxon und Wilcox
Ao = Augen offen, Az = Augen geschlossen, Str. = stroboskopische Beleuchtung

Frequenz (Hz)	$p \leq 0,01$	$p \leq 0,05$
1,0	Ao < Az	Str. < Az
0,3	—	—
0,1	—	Ao < Az
0,03	Ao < Az	—
0,01	—	Ao < Az

3.3. Amplitude der Kopfschwankung (Abb. 4)

3.3.1. Offene Augen

Die maximale Amplitude der Kopfschwankung beträgt 3,60 ° bei einer Reizfrequenz von 0,01 Hz. Die Meßwerte nehmen ab bis 1,96 ° bei 0,3 Hz und betragen bei 1 Hz 2,01 ° . Einen genauen Überblick bietet Tabelle 5 .

TABELLE 5: Amplitude der Kopfschwankung in Grad.
AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, N = 10
+ = signifikant höher als Augen offen (Ao) auf dem 1 % - Niveau
++ = signifikant höher als Ao auf dem 0,1 % - Niveau
nach Wilcoxon und Wilcox

Frequenz (Hz)	Augen offen (Grad) AM	s	Augen zu (Grad) AM	s	Stroboskop (Grad AM	s
1,0	2,01	0,60	$3,92^{+}$	1,51	2,64	0,67
0,3	1,96	1,55	$3,24^{+}$	1,23	3,14	1,81
0,1	2,33	0,60	$5,56^{++}$	2,13	4,01	2,26
0,03	2,78	1,38	$5,19^{++}$	1,68	4,24	1,81
0,01	3,60	2,13	$5,13^{+}$	2,27	4,80	2,25

3.3.2. Geschlossene Augen

Bei einer Reizfrequenz von 1 Hz beträgt die Amplitude durchschnittlich 3,92 ° , sie sinkt ab auf 3,24 ° bei 0,3 Hz und erreicht ihr Maximum von 5,56 ° bei 0,1 Hz. Bei den niedrigen Frequenzen sinkt sie dann nur unwesentlich ab.

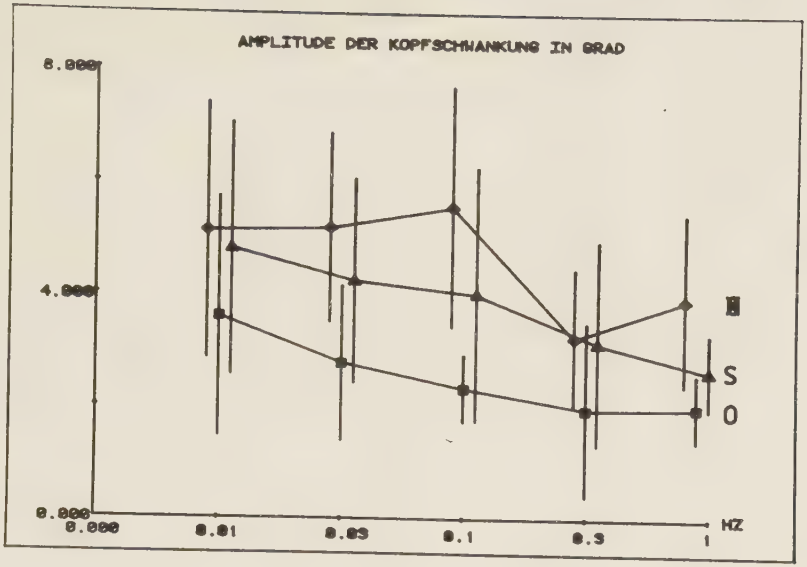

Abb. 4 Mittelwerte und Standardabweichungen der Amplitude der Kopfschwankung bei verschiedenen Reizfrequenzen (Abszisse) unter den Bedingungen : Augen offen (O), stroboskopische Beleuchtung (S) und Augen geschlossen (⊗). Ergebnisse von 10 gesunden Versuchspersonen.

3.3. 3. Stroboskopische Beleuchtung

Die geringste Amplitude beträgt 2,64 ° bei einer Reizfrequenz von 1 Hz. Sie steigt kontinuierlich auf 4,80 ° bei 0,01 Hz an. Siehe dazu auch Tabelle 5 und Abbildung 4 .

3.3. 4. Statistischer Vergleich der Amplitude der Kopfschwankung unter den 3 Bedingungen

Beim Vergleich der verschiedenen Meßwerte mit Hilfe der Varianzanalyse nach Friedman zeigen sich signifikante Unterschiede (p 0,01) der 3 Bedingungen bei 1 Hz, 0,3 Hz und 0,01 Hz. Bei 0,1 Hz und 0,3 Hz unterscheiden sich die Meßwerte sogar bei Betrachtung auf dem 0,1 % - Niveau.

Beim multiplen Vergleich nach Wilcoxon und Wilcox zeigen sich folgende signifikante Unterschiede :

TABELLE 6 : Vergleich der Kopfschwankung nach Wilcoxon und Wilcox
Ao = Augen offen, Az = Augen geschlossen, Str. = stroboskopische Beleuchtung

Frequenz (Hz)	$p \leq 0{,}01$	$p \leq 0{,}05$
1,0	Ao < Az	—
0,3	Ao < Az	Ao < Str.
0,1	Ao < Az	Ao < Str.
0,03	Ao < Az	Ao < Str.
0,01	Ao < Az	Ao < Str.

Bei allen Frequenzen stammen die ermittelten Werte bei offenen und geschlossenen Augen überzufällig oft (p 0,01) aus verschiedenen Grundgesamtheiten. Die Meßwerte bei offenen Augen und bei stroboskopischer Beleuchtung unterscheiden sich bei den Reizfrequenzen 0,3 Hz , 0,1 Hz , 0,03 Hz und 0,01 Hz auf dem 5 % - Niveau signifikant. Bei 1 Hz kann zwischen Augen offen und stroboskopischer Beleuchtung kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

3.4. Phasenlage

3.4.1. Phasenlage des CFP (Abb. 5)

3.4.1.1. Offene Augen

Bei der höchsten Frequenz von 1 Hz besteht ein deutlicher Phasennachhalt der Auslenkung des CFP (centre of foot - pressure) gegenüber der Schwingung der Plattform. Ein geringerer Nachhalt besteht auch bei 0,3 Hz, bei niedrigeren Frequenzen, ab 0,1 Hz, eilt die Ausgleichsbewegung dem Reiz voran (Phasenvorhalt) , und zwar umso mehr, je länger die Periode dauert. Mittelwerte und Standardabweichungen können der Tabelle 7 entnommen werden.

TABELLE 7: Phasenlage des CFP
AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, N = 10
Negatives Vorzeichen bedeutet ein Nachhinken der CFP - Bewegung hinter dem Sinusreiz, Phasenlage "0" Mitschwingen in Phase, positive Werte zeigen ein Voraneilen der Ausgleichsbewegung an.

Frequenz (Hz)	Augen offen (Grad)		Augen zu (Grad)		Stroboskop (Grad	
	AM	s	AM	s	AM	s
1,0	-55,8	139,6	-33,8	77,8	-92,0	99,0
0,3	-37,6	17,2	-21,4	35,6	-13,0	39,0
0,1	28,2	26,6	22,8	10,8	25,8	13,8
0,03	45,6	28,4	40,6	7,8	41,2	19,8
0,01	75,2	39,0	59,2	15,8	63,8	13,6

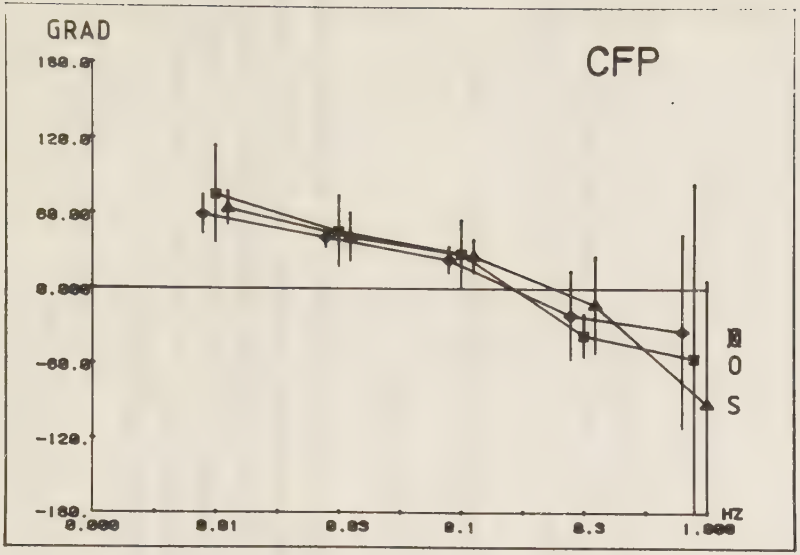

Abb. 5 Phasenlage des CFP zur Plattformauslenkung. Ein Phasenvorhalt (+ Grad) bedeutet, daß die Körperschwankung dem Reiz vorausgeht. Mittelwerte und Standardabweichungen von 10 gesunden Versuchspersonen.

3.4. 1. 2. Geschlossene Augen

Bei 1 Hz und 0,3 Hz sieht man wie auch bei Untersuchung mit offenen Augen einen Phasennachhalt der Ausgleichbewegung. Bei 0,1 Hz eilt die Ausgleichsbewegung dem Reiz voran, auch wieder umso mehr, je niedriger die Reizfrequenz.

3.4. 1. 3. Stroboskopische Beleuchtung

Das Voraneilen der Reizschwingung beträgt bei 1 Hz 92 °, bei 0,3 Hz 13 °. Von 0,1 Hz an ergibt sich ein eindeutiger Phasenvorhalt der Ausgleichbewegung, der bei 0,01 Hz etwa 1/6 der Periode beträgt.

3.4. 2. Phasenlage der Hüftschwankung (Abb. 6)

3.4. 2. 1. Offene Augen

Bei 1 Hz ergibt sich ein minimales Voraneilen der Ausgleichsbewegung gegenüber der Reizschwingung, wohingegen bei 0,3 Hz die Ausgleichsbewegung auf den Reiz folgt. Bei Frequenzen unterhalb 0,3 Hz kommt es zu einem Phasenvorhalt der Hüftschwankung, der umso größer ist, je niedriger die Frequenz ist.
Eine genaue Übersicht bietet Tabelle 8 .

3.4. 2. 2. Geschlossene Augen

Bei 1 Hz und 0,3 Hz findet sich ein geringer Nachhalt der Ausgleichbewegung, das bei niedrigeren Frequenzen in ein Voraneilen der Hüftschwankung gegenüber der Schwingung der Plattform umschlägt.

TABELLE 8: Phasenlage der Hüftschwankung

AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, N = 10

Negatives Vorzeichen bedeutet ein Nachhinken der Hüftschwankung hinter dem Sinusreiz, Phasenlage "0" Mitschwingen in Phase, positive Werte zeigen ein Voraneilen der Ausgleichsbewegung an.

Frequenz	Augen offen (Grad)		Augen zu (Grad)		Stroboskop (Grad)	
(Hz)	AM	s	AM	s	AM	s
1,0	13,3	79,8	-12,0	54,4	-26,0	93,4
0,3	-19,0	11,0	-16,0	20,2	-19,0	16,0
0,1	11,0	12,0	13,0	22,2	11,0	12,0
0,03	15,0	9,8	28,0	9,2	25,0	5,2
0,01	39,0	13,8	36,0	16,4	36,0	8,4

3.4. 2. 3. Stroboskopische Beleuchtung

Die beiden höheren Frequenzen zeigen wieder einen Nachhalt der Ausgleichsbewegung der Hüfte gegen den Reiz, während bei den niedrigeren Frequenzen ein Voraneilen der Ausgleichsbewegung zu beobachten ist. Es lassen sich keine Unterschiede zwischen den 3 Bedingungen feststellen.

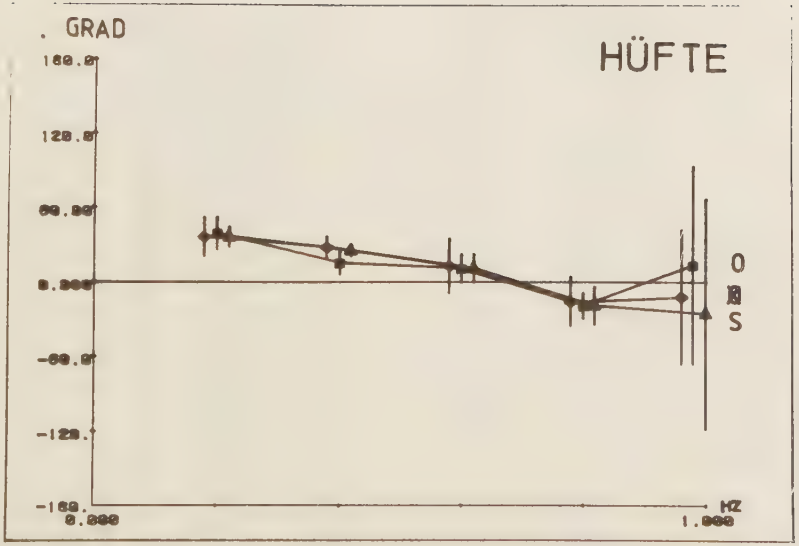

Abb. 6 Phasenlage der Hüftschwankung zur Plattformauslenkung. Ein Phasenvorhalt (+ Grad) bedeutet, daß die Körperschwankung dem Reiz vorausgeht. Mittelwerte und Standard - abweichungen von 10 gesunden Versuchspersonen.

3.4. 3. Phasenlage der Kopfschwankung (Abb. 7)

3.4. 3. 1. Offene Augen

Bei 1 Hz, 0,3 Hz und 0,1 Hz kommt es zu einem deutlichen Nachhalt der Kopfbewegung, der bei 0,03 Hz umschlägt in einen deutlichen Vorhalt, der bei 0,01 Hz noch größer ist.

3.4. 3. 2. Geschlossene Augen

Es findet sich wie bei offenen Augen bei den höheren Frequenzen ein Vorhalt der Plattformbewegung, der etwa 65 ° beträgt. Bei 0,1 Hz beträgt der Vorhalt der Plattformbewegung noch 1,0 °, während bei 0,03 Hz und 0,01 Hz die Kopfbewegung der Plattformschwingung voraneilt.

3.4. 3. 3. Stroboskopische Beleuchtung

Es zeigt sich ein deutlicher Nachhalt der Ausgleichsbewegung des Kopfes bei 1 Hz, der bei 0,3 Hz geringer ist. Bei 0,1 Hz schwingt der Kopf in Phase mit der Plattformbewegung und eilt voran bei den niedrigeren Frequenzen 0,03 Hz und noch mehr bei 0,01 Hz.

Einen genauen Überblick bietet Tabelle 9.

TABELLE 9: Phasenlage der Kopfschwankung
AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, N = 10
Negatives Vorzeichen bedeutet ein Nachhinken der Kopfschwankung hinter dem Sinusreiz, Phasenlage "0" Mitschwingen in Phase, positive Werte zeigen ein Voraneilen der Ausgleichsbewegung an.

Frequenz (Hz)	Augen offen (Grad)		Augen zu (Grad)		Stroboskop (Gra	
	AM	s	AM	s	AM	s
1,0	-93,5	44,8	-65,6	25,0	-104,4	59,8
0,3	-77,3	95,2	-65,0	48,2	-42,2	56,2
0,1	-30,0	65,0	-1,0	17,6	0,0	18,8
0,03	40,0	51,6	30,0	15,5	22,0	19,4
0,01	58,4	47,6	31,0	22,8	49,0	31,4

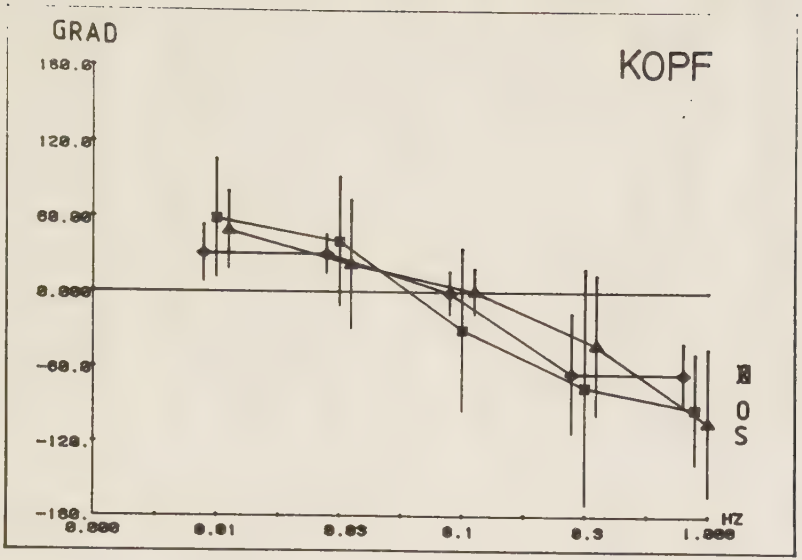

Abb. 7 Phasenlage der Kopfschwankung zur Plattformauslenkung. Ein Phasenvorhalt (+ Grad) bedeutet, daß die Körperschwankung dem Reiz vorausgeht. Mittelwerte und Standard - abweichungen von 10 gesunden Versuchspersonen.

3.4. 4. Zusammenfassung

Insgesamt besteht in der Regel bei hohen Frequenzen für alle Parameter ein Phasennachhalt. Etwa zwischen 0,3 und 0,1 Hz wird in Phase geschwungen. Bei niedrigeren Frequenzen besteht grundsätzlich ein Phasenvorhalt. Mit abnehmender Frequenz der Stimulation werden auch die Streuungen der Phasenwerte geringer, da hierbei nicht reizkorrelierte Zufallsbewegungen eine geringere Auswirkung haben.

Da schon bei Inspektion der Ergebnisse keine Unterschiede zwischen Auslenkungen von CFP, Kopf und Hüfte sichtbar waren, haben wir auf eine statistische Analyse verzichtet.

3.5. EMG - Einsatzzeitpunkt und EMG - Aktivitätsdauer

Vorbemerkung : Das von Sinusgenerator erzeugte Reizsignal läßt die Plattform aus der waagrechten "Nullage" zuerst nach der linken Seite hin absinken (0° - 90°) , wobei die rechte Seite ansteigt. Dadurch kommt es auf der abgesenkten Seite zu einer leichten Supination des jeweiligen Fußes. Setzt man voraus, daß die Fußfläche nicht wesentlich von der Plattform abhebt, würde der mediale Anteil des linken M. gastrocnemius den Körper nach rechts ziehen und damit die passive Auslenkung abbremsen oder ausgleichen. Das selbe gilt für den rechten M. gastrocnemius und bei Plattformkippung nach rechts unten (180° - 270°). Dieser Muskel ist daher aufgrund seiner Lage und Funktion am besten zur Messung der Aktivität durch Oberflächenelektroden geeignet.

3.5.1. Offene Augen (Abb. 8 und 9)

Schon kurz nach dem tiefsten Punkt des Absenkens nach links (90°) setzt die Aktivität des linken M. triceps surae ein. (Siehe auch Tabelle 10) . Bei 1 Hz liegt der EMG - Einsatz bei $97{,}2^{\circ}$, der späteste Einsatzzeitpunkt ist bei 0,3 Hz (153°); bei Frequenz 0,01 Hz liegt der Einsatzzeitpunkt wieder im selben Bereich wie bei 1 Hz.
Das EMG des rechten M. triceps surae setzt erst im Anstieg vom tiefsten Punkt der Plattformauslenkung nach rechts ein, ebenso wie links zuerst bei 1 Hz. Auch hier findet sich der späteste Muskeleinsatz bei 0,3 Hz. Der zunehmend frühere Einsatzzeitpunkt des EMG's von einer Reizfrequenz von 0,3 Hz ab korreliert gut mit dem zunehmenden Phasenvorhalt ab dieser Reizfrequenz.

Die Dauer der EMG - Aktivität ist am linken Bein regelmäßig länger als rechts (siehe Tabelle 10) . Bei niedrigeren Frequenzen nimmt die jeweilige Gesamtdauer der Aktivität zu und es kommt zu einer eben - falls zunehmenden Überlappung der Aktivitäten über den Sinusreiz.

TABELLE 10: EMG - Einsatzzeitpunkt und - Dauer mit offenen Augen

AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, EZ links = Einsatz- zeitpunkt des linken M. triceps surae, EZ rechts = Einsatzzeit- punkt des rechten M. triceps surae, N = 10

Frequenz (Hz)	EZ links (Grad)		Dauer (% der Schwingung)		EZ rechts (Grad)		Dauer (% Schwingu
	AM	s	AM	s	AM	s	AM
1,0	97,2	81,2	44,4	11,7	264,0	15,2	27,8
0,3	153,4	76,2	46,9	23,1	345,0	35,6	44,4
0,1	142,0	36,3	53,6	11,3	340,0	31,0	52,3
0,03	122,0	33,8	60,5	16,6	305,0	35,4	52,4
0,01	96,3	50,0	70,4	18,4	306,0	39,0	67,0

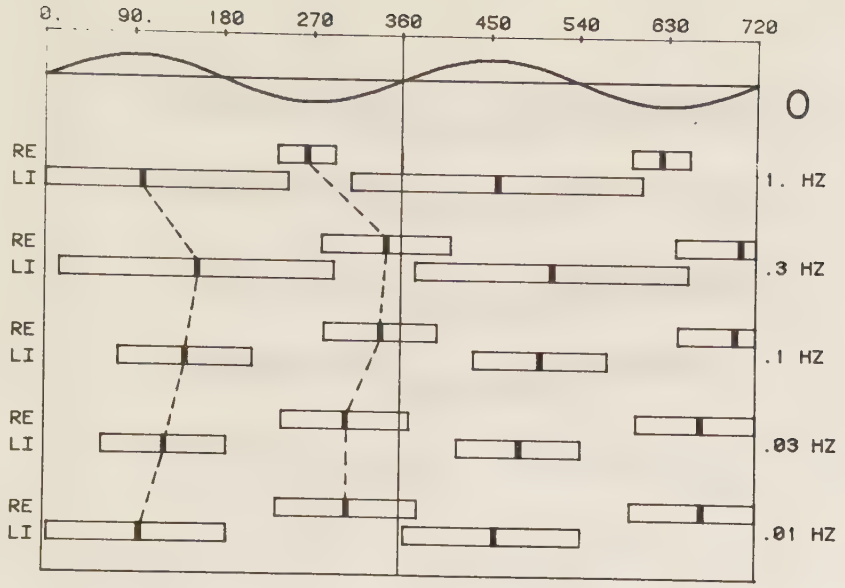

Abb. 9 Mittelwerte (schwarze Säulen) und Streuung der Einsatzzeiten des linken und rechten M. gastrocnemius medialis umgerechnet auf eine Sinusschwingung. Offene Augen.

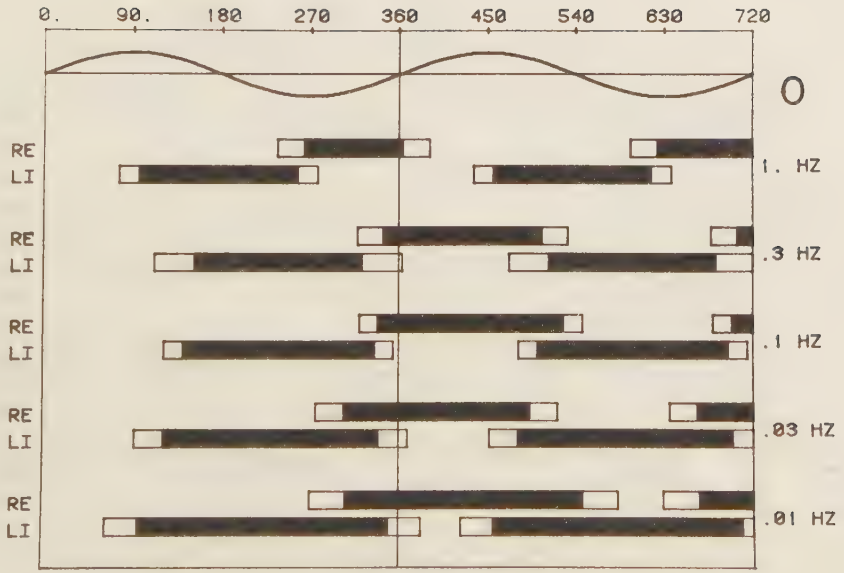

Abb. 9 Mittlere Dauer der EMG - Aktivität (schwarze Säulen) und deren Standard-abweichung umgerechnet auf eine Sinusschwingung. Bei abnehmender Reizfrequenz werden die EMG - Aktivitäten länger und es kommt zu einer Überlappung der

3.5. 2. Geschlossene Augen (Abb. 10 und 11)

Der linke M. triceps surae setzt hier ebenfalls erst nach Erreichen des tiefsten Punktes der Schwingung ein, jedoch in der Regel früher als mit offenen Augen. Ebenso ist wieder zu beobachten, daß die Dauer links größer ist als rechts, und daß die Dauer mit abnehmender Frequenz zunimmt.

TABELLE 11: EMG - Einsatzzeitpunkt und - Dauer mit geschlossenen Augen
AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, EZ links = Einsatzzeitpunkt des linken M. triceps surae, EZ rechts = Einsatzzeitpunkt des rechten M. triceps surae, N = 10

Frequenz (Hz)	EZ links (Grad)		Dauer (% der Schwingung)		EZ rechts (Grad)		Dauer (% der Schwingung)	
	AM	s	AM	s	AM	s	AM	s
1,0	92,0	34,0	61,1	15,2	287,0	45,2	52,8	15,5
0,3	130,0	64,8	62,2	22,2	308,8	41,4	62,2	21,1
0,1	104,0	46,8	70,3	12,8	314,0	22,8	63,9	15,8
0,03	107,0	31,6	69,2	14,2	294,0	28,0	63,1	11,9
0,01	78,0	27,4	81,2	9,3	270,0	20,0	76,8	8,1

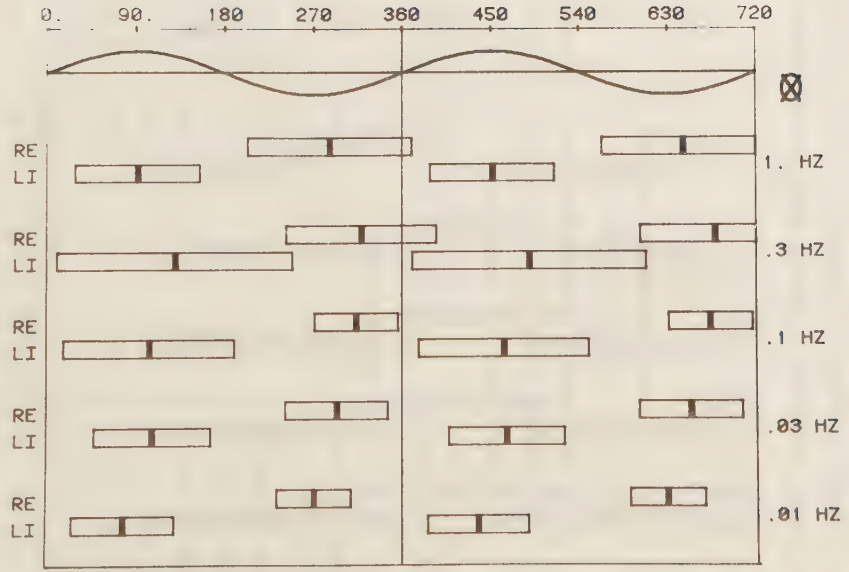

Abb. 10 Mittelwerte (schwarze Säulen) und Streuung der Einsatzzeiten des linken und rechten M. gastrocnemius medialis umgerechnet auf eine Sinusschwingung. Geschlossene Augen

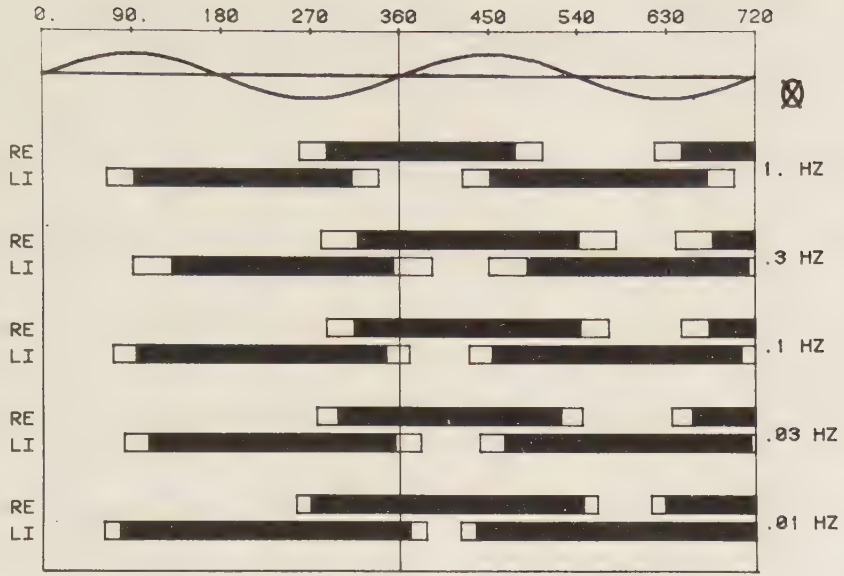

Abb. 11 Mittlere Dauer der EMG - Aktivität (schwarze Säulen) und deren Standard - abweichung umgerechnet auf eine Sinusschwingung. Bei abnehmender Reizfrequenz werden die EMG - Aktivitäten länger und es kommt zu einer Überlappung der Aktivitäten des rechten und linken M. gastrocnemius medialis. Geschlossene Augen.

3.5. 3. Stroboskopische Beleuchtung (Abb. 12 und 13)

Die EMG - Aktivität links setzt wieder im Bereich zwischen 80 und 120 ° ein, rechts zwischen 276 und 327 ° . Die relative Dauer der EMG - Aktivität liegt zwischen 52 % und 76 % am linken Bein und zwischen 50 % und 65 % am rechten Bein.

Bei stroboskopischer Beleuchtung ist das Bild der Zunahme der Aktivitäts - dauer nicht so einheitlich wie unter den beiden anderen Bedingungen : rechts findet sich die längste relative Aktivitätsdauer bei einer Reiz - frequenz von 0,3 Hz ; links beträgt sie hier zwar auch 70 %, ist aber bei 0,1 Hz und 0,01 Hz noch höher.

TABELLE 12: EMG - Einsatzzeitpunkt und - Dauer bei stroboskopischer Beleuchtung
AM = Mittelwert, s = Standardabweichung, EZ links = Einsatzzeitpunkt des linken M. triceps surae, EZ rechts = Einsatzzeitpunkt des rechten M. triceps surae, N = 10

Frequenz (Hz)	EZ links (Grad)		Dauer (% der Schwingung)		EZ rechts (Grad)		Dauer (Schwin
	AM	s	AM	s	AM	s	AM
1,0	78,6	92,4	52,0	24,3	314,0	47,2	50,0
0,3	120,0	62,4	70,2	19,0	323,4	24,2	71,1
0,1	122,0	25,8	70,8	14,0	327,0	17,6	64,4
0,03	122,0	35,2	62,2	14,9	294,0	31,4	60,5
0,01	80,0	49,2	75,9	15,8	276,0	42,0	64,8

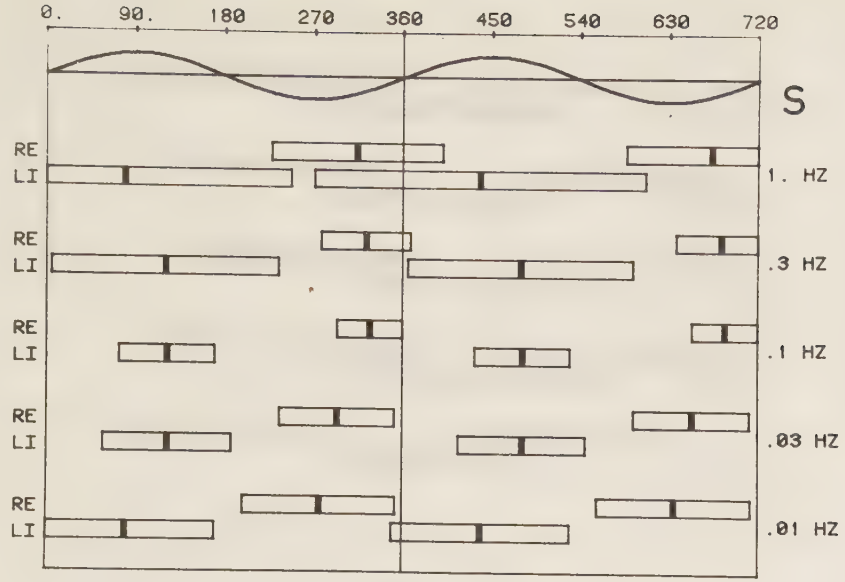

Abb. 12 Mittelwerte (schwarze Säulen) und Streuung der Einsatzzeiten des linken und rechten M. gastrocnemius medialis umgerechnet auf eine Sinusschwingung. Stroboskopische Beleuchtung.

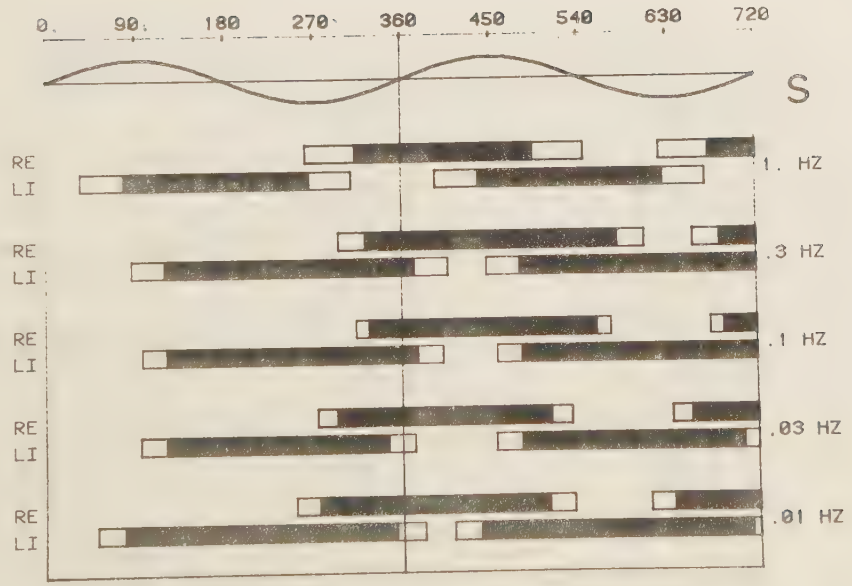

Abb. 13 Mittlere Dauer der EMG - Aktivität (schwarze Säulen) und deren Standardabweichung umgerechnet auf eine Sinusschwingung. Bei abnehmender Reizfrequenz werden die EMG - Aktivitäten länger und es kommt zu einer Überlappung der Aktivitäten

4. DISKUSSION

4.1. Einfluß der visuellen Afferenz auf das Stehen in Ruhe

Unumstritten, und auch in der täglichen klinischen Praxis zeigt sich der überragende Einfluß der visuellen Afferenz sowohl auf das Erlernen als auch auf die Aufrechterhaltung der senkrechten Körperstellung. Zahlreiche Studien belegen auch quantitativ die bessere Standstabilisation bei offenen Augen. (Übersichten bei Travis, 1945; Edwards, 1946; Dichgans et al., 1976; Hufschmidt et al., 1980).

4.2. Einfluß des Bewegungssehens auf das Stehen in Ruhe

4.2.1. Lineare Bewegung (Linearvektion)

"Linearvektion" bezeichnet das durch großflächige Reize visuell induzierte Gefühl der linearen Selbstbewegung des in Wirklichkeit ruhenden Körpers. Dieses Gefühl kann jeder an sich selbst beobachten, wenn er im stehenden Zug sitzt, und der Zug auf dem Nachbargleis abfährt. Dabei scheint sich der eigene Zug in Gegenrichtung zum anfahrenden Zug zu bewegen. Ein anderes bekanntes Beispiel für "Linearvektion" kann man beobachten, wenn man von einer Brücke auf den unter der Brücke durchfließenden Fluß sieht. Dabei hat man ebenfalls das Gefühl, man bewege sich mit der Brücke entgegen der Fließrichtung des Flußes.
Eingehende Untersuchungen über den Einfluß des Sehens linearer Bewegung auf die Körperhaltung liegen von Pavard et al. (1975) vor. Die Versuchspersonen standen auf einer linear bewegbaren Plattform und sahen über Spiegel Reizmuster, die sich linear nach vorne oder hinten bewegten. Dabei zeigte sich, daß sich das subjektive Gefühl der Bewegung des eigenen Körpers nach etwa 1 Sekunde einstellt.

Unterhalb einer Reizmustergeschwindigkeit von 1 m/s wird die wahrgenommene Geschwindigkeit nicht in voller Höhe in Eigenbewegung umgesetzt, zwischen 1 und 3 m/s entspricht die subjektiv empfundene Eigengeschwindigkeit der reellen visuellen Bewegung.
In einem zweiten Experiment wurde der Wagen allein bewegt. Das so proprioceptiv und vestibulär ausgelöste Bewegungsempfinden konnte subjektiv nicht von der visuell ausgelösten Bewegungsempfindung differenziert werden.
Bei identischer Richtung von visueller Umwelt und der Bewegung des Wagens ergab sich eine völlige Fehleinschätzung der Richtung der tatsächlichen Geschwindigkeit und der Änderungen der Geschwindigkeit des Wagens. In diesem Experiment kam es zu einem Konflikt zwischen visueller und vestibulärer Bewegungsempfindung.
Bei entgegengesetzter Bewegung von visueller Umwelt und des Wagens addieren sich die jeweiligen Bewegungswahrnehmungen. Diese Situation entspricht der natürlichen Umgebung bei passiver Eigenbewegung, z. B. beim Gehen auf einer Rolltreppe.

4.2.2. Drehbewegungen (Circularvektion)

Bei der "Circularvektion" handelt es sich um das Gefühl der Drehung des Körpers um eine seiner Achsen durch ein um den Körper oder Kopf rotierendes visuelles Umfeld. Bei Rotation eines Musters um die Sehachse resultiert aus der Empfindung einer Drehung des Körpers um die Sagittale eine Ausgleichsbewegung, die der Rotation des Sehfeldes entgegengesetzt ist. Diese Ausgleichsbewegung orientiert sich an der "subjektiven visuellen Vertikalen". Die Probanden versuchen, ihre vertikale Körperachse parallel zur subjektiven visuellen Vertikalen einzurichten, dies bedingt im Extremfall sogar ein Umfallen (Dichgans et al., 1973; Dichgans et al., 1976).

4.3. Stehen bei passiver Auslenkung des Körpers

4.3.1. Bei Bewegung um eine horizontale Achse in der Frontalebene (Sprunggelenksebene)

Diener et al. (1982) ließen gesunde Versuchspersonen auf einer Plattform stehen, die anterior - posteriore sinusförmige Schwingungen ausführte, und registrierten die Auslenkungen des CFP, der Hüfte und des Kopfes sowie die Elektromyogramme des M. tibialis anterior und des M. triceps surae. Sie fanden, daß bei einer Stimulationsfrequenz von 0,3 Hz die Schwankungen mit offenen Augen am geringsten waren; bei geschlossenen Augen waren die Schwankungen bei dieser Frequenz am größten. Minimale Unterschiede zwischen beiden Versuchsbedingungen fanden sich bei 0,01 Hz. Ein Fehlen der visuellen Stabilisierung ergab sich auch bei 1 Hz. Bei sehr hohen und sehr niedrigen Frequenzen spielt die visuelle Stabilisierung offenbar keine wesentliche Rolle. Bei der niedrigsten Reizfrequenz (0,01 Hz) fand sich ein Phasenvorhalt von etwa 90 °, der bei höherer Reizfrequenz geringer wurde. Zwischen 0,1 und 0,3 Hz erfolgten die Körperschwankungen in Phase. Bei 1 Hz schließlich zeigte sich ein Phasennachhalt von etwa 100 °.

4.3.2. Stehen bei Verwendung stroboskopischer Beleuchtung

Amblard et al. (1980) ließen ihre Probanden auf einem Untergrund aus Weichgummi stehen und setzten sie schnellen lateralen Schwingungen aus. Die Körperauslenkungen wurden an Kopf, Hüfte und Knöcheln mit Hilfe von Potentiometern gemessen. Die Beleuchtungsparameter waren völlige Dunkelheit, stroboskopische Illumination (Frequenzen zwischen 3 und 6 Hz) und normale Beleuchtung.

Dabei fand sich, daß

1. statistisch signifikante Unterschiede für die Körperschwankungen nur gefunden werden, wenn ein Untergrund aus Weichgummi verwendet wird. Dieser bewirkt durch die Verminderung des proprioceptiven Input eine Zunahme der Bedeutung des visuellen Einganges für die Standstabilisation (Imitation der Tabes dorsalis) .
2. kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen bei Dunkelheit und stroboskopischer Beleuchtung existiert.

Der entscheidende Faktor für die visuelle Stabilisation war demnach die visuelle Bewegungswahrnehmung. Sehen von stationären Strukturen allein bewirkt keine oder nur eine geringe Stabilisierung.
Eine andere Erklärungsmöglichkeit legt nahe, daß die Versuchspersonen durch Suppression visueller Empfindung der schnellen Bewegungen bei stroboskopischer Beleuchtung aus dem Gleichgewicht gebracht werden.
Um die Rolle des Bewegungssehens für die Standstabilisation weiter zu verdeutlichen, haben Amblard und Carblanc (1980) ihren Versuchspersonen horizontale Streifen im Sehfeld zur Minimierung lateraler Bewegungsempfindung und vertikale Streifen zur Maximierung lateraler Bewegungsempfindung dargeboten.
Sie fanden, daß das Sehen von Bewegung, das bei horizontalen Streifen weniger effektiv ist, eine wichtige Rolle im Aufrechterhalten des Gleichgewichts spielt. Zum Sehen der Bewegung, das sich vor allem in der peripheren Retina abspielt (Brandt et al., 1973) , trägt das foveale Sehen nur wenige Informationen bei (Amblard et al., 1980) . Wesentlich ist also vor allem die Stimulation der peripheren Retina.

4.4. Diskussion der eigenen Ergebnisse

Unsere eigenen Untersuchungen zeigen, daß die Reaktionen auf laterale, induzierte Schwankungen des Körpers prinzipiell ähnlich verlaufen wie die nach anterior - posterioren Schwankungen. Wir fanden, wie auch Diener et al. (1982) , daß die Verlagerung des centre of foot - pressure bei offenen Augen bei einer Reizfrequenz von 0,01 Hz am größten ist. Die Auslenkung des CFP fällt linear bis zur Reizfrequenz von 1 Hz ab, bei anterior - posterioren Schwankungen liegt der Wert bei 1 Hz wieder beträchtlich höher als bei lateralen Schwankungen.
Bei geschlossenen Augen liegt das Maximum der Auslenkung des CFP bei anterior - posterioren Schwankungen bei 0,03 Hz, bei lateralen Schwankungen bei 0,1 Hz. Wie bei den anterior - posterioren Schwankungen ist der Unterschied zwischen offenen und geschlossenen Augen bei einer Reizfrequenz von 0,01 Hz minimal.
Für die niedrigste Reizfrequenz kann die fehlende Stabilisation dadurch erklärt werden, daß bei diesen extremlangsamen Schwingungen die retinale Schwelle für die Bewegungswahrnehmung unterschritten wird (Diener et al., 1982) . Für hohe Frequenzen (1 Hz) war schon zuvor bekannt, daß die visuelle Stabilisation keine wesentliche Rolle spielt (Dichgans, Brandt, 1978) .

Die Amplitude der Hüftschwankung ergibt bei lateraler Sinusschwingung ein anderes Bild als bei anterior - posteriorer :

Beim Schwanken in lateraler Richtung mit offenen Augen ist die Amplitude am geringsten bei 0,01 Hz und 1 Hz, in anterior - posteriorer Richtung ist die Amplitude am größten bei diesen beiden Reizfrequenzen.
Mit geschlossenen Augen ähneln sich die frequenzabhängigen Amplituden der Hüftschwankung : minimale Amplituden bei 0,3 Hz, 1 Hz und 0,01 Hz ; die Amplitude der Schwankung in anterior - posteriorer Richtung ist am größten bei 0,03 Hz, in lateraler Richtung bei 0,1 Hz.

Das Maximum der Auslenkung des Kopfes mit offenen Augen ergibt sich bei lateraler Sinusschwingung bei der niedrigsten Reizfrequenz (0,01 Hz) und fällt kontinuierlich ab bis zu den Minima bei 0,3 Hz und 1 Hz. Bei anterior - posteriorer Schwingung liegt das Amplitudenmaximum bei 0,03 Hz ; bei 0,1 Hz und 0,3 Hz erreicht die Amplitude das Minimum und ist bei 1 Hz wieder höher.
Mit geschlossenen Augen liegen bei lateraler Sinusschwingung die Maximalwerte der Amplitude des Kopfes bei 0,1 Hz ; die Werte bei 0,01 Hz und 0,03 Hz unterscheiden sich nur geringfügig. Bei anterior - posteriorer Sinusschwingung liegt das Maximum bei 0,03 Hz ; der 0,01 Hz - Wert und der 0,1 Hz - Wert unterscheiden sich nur wenig. Die minimale Amplitude wird bei anterior - posteriorer Schwingung bei 1 Hz erreicht, bei lateraler Schwingung liegt der 1 Hz - Wert höher als der Wert bei 0,3 Hz.
Insgesamt sind aber die Ergebnisse für beide Stimulationsformen (anterior - posterior und lateral) sehr ähnlich.
Auch für laterale Schwingungen gilt, daß die Lage des Kopfes unabhängig reguliert wird.

Beim Vergleich des Phasenunterschieds zwischen Sinusschwingung und der Verlagerung des CFP zeigte sich, daß ein deutlicher Phasennachhalt bei 1 Hz auftrat, der bei lateraler Sinusschwingung im Bereich zwischen 30 $^{\circ}$ bei geschlossenen, 60 $^{\circ}$ bei offenen Augen und 90 $^{\circ}$ bei stroboskopischer Beleuchtung betrug ; bei anterior - posteriorer Sinusschwingung betrug der Phasennachhalt sowohl bei offenen als auch bei geschlossenen Augen 90 $^{\circ}$.
Im Bereich zwischen den Stimulationsfrequenzen von 0,1 Hz und 0,3 Hz schwingt das centre of foot - pressure sowohl bei anterio - posteriorer als auch bei lateraler Sinusschwingung in Phase mit der Plattform. Bei niedrigeren Frequenzen ergibt sich ein deutlicher Phasenvorhalt gegenüber der Plattformschwingung, bei anterior - posteriorer Sinusschwingung cirka 90 $^{\circ}$, bei lateraler Schwingung 60 - 70 $^{\circ}$.

Während bei anterior - posteriorer Sinusschwingung keine Auswertung der Phasenlage der Kopf - und Hpftschwankung möglich war, ließen sich die Phasenlagen bei lateraler Sinusschwingung gut berechnen. Es zeigte sich, daß Hüfte und Kopf das gleiche Verhalten zeigen wie der CFP, wobei jedoch die Hüftbewegungen bei 1 Hz keinen eindeutigen Phasenbezug zur Plattformbewegung zuließen, da die Streubreite der individuellen Reaktion auf die Schwingung der Plattform bei dieser hohen Frequenz im Gegensatz zu den niedrigeren Frequenzen sehr groß ist. Für das Phasenverhalten zeigt sich, daß der Körper einschließlich seiner Untersegmente uniform schwingt.

Beim Betrachten der Elektromyogramme zeigt sich, daß die relative Dauer der EMG - Aktivität (Dauer der EMG - Aktivität bezogen auf die Dauer der Plattformschwingung) bei anterior - posteriorer Schwingung umso größer ist, je niedriger die Frequenz ist. Dasselbe Verhalten der relativen Dauer der EMG - Aktivität findet man bei Betrachtung der lateralen Schwingung. Damit korreliert die Dauer der EMG - Aktivität gut mit dem Ausmaß der Auslenkung des CFP und der Einsatzpunkt mit der Phasenlage.

4.4. 1. Vergleich der Ergebnisse bei stroboskopischer Beleuchtung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse zeigt, daß bei stroboskopischer Beleuchtung signifikante Unterschiede zwischen dieser Art der visuellen Stimulation gegenüber offenen oder geschlossenen Augen nur für die Auslenkung des Kopfes bestehen.
Dies steht in Einklang mit den Ergebnissen von Amblard et al. (1980), die statistisch signifikante Unterschiede nur bei Verwendung eines Untergrundes aus Weichgummi fanden. Da unsere Versuchspersonen auf

einer stabilen, unverwindbaren Plattform standen, könnte man folgendes annehmen :

Die Hüftbewegung und die Lateralbewegung des CFP sind unter stroboskopischer Beleuchtung nicht signifikant größer als mit offenen Augen, da genügend proprioceptive Informationen über die Änderung der Muskelspannung und der Gelenkwinkel verfügbar sind.
Die Bewegungsinformation über das visuelle System ist dagegen bei stroboskopischer Beleuchtung unterdrückt. Diese wirkt sich offenbar auf die Stabilisation des Kopfes im Raum aus, der bei stroboskopischer Beleuchtung ebenso wenig stabilisiert wird wie bei fehlender visueller Afferenz.
Dieser Unterschied ist allerdings frequenzabhängig. Bei allen Frequenzen zwischen 0,5 und 0,01 Hz liegen die Meßwerte für geschlossene Augen und stroboskopische Beleuchtung eng beieinander. Nur bei 1 Hz sind die Meßwerte bei offenen Augen und stroboskopischer Beleuchtung fast identisch. Bei dieser hochfrequenten passiven Körper - und Kopfauslenkung könnte auch bei stroboskopischer Beleuchtung eine retinale Bildverschiebung und damit Bewegungswahrnehmung vorkommen.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit zeigt, daß bei gesunden Normalpersonen passiv induzierte laterale Schwingungen des Körpers (0,01 Hz - 1 Hz) in ähnlicher Weise kompensiert werden, wie dies für anterior - posteriore Schwingungen bekannt ist. Die Amplitude der Körperschwankung ist in der Regel bei der höchsten Reizfrequenz von 1 Hz am geringsten. Die posturographischen Parameter : centre of foot - pressure (CFP) , Hüftschwankung und EMG - Aktivität zeigen bei stroboskopischer Beleuchtung keine statistisch signifikanten Unterschiede zu den Messungen bei offenen Augen und konstanter Beleuchtung oder bei geschlossenen Augen. Die Schwankungen des Kopfes dagegen zeigen statistisch signifikante Unterschiede zwischen stroboskopischer Beleuchtung und offenen Augen bei konstanter Beleuchtung, jedoch keine Unterschiede zwischen stroboskopischer Beleuchtung und geschlossenen Augen.
Dies zeigt die wesentliche Rolle der "Bewegungsinformation" für die Stabilisation des Kopfes im Raum.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

Amblard B, Carblanc A (1980)
Role of foveal and peripheral vision information in the maintenance of postural equilibrium in man. Perceptual and Motor Skills 51, 903 - 912

Amblard B, Carblanc A, Cremieux J (1980)
Position versus visual motion cues in human body sway. Symposium on the study of Motion Perception, Veldhoven (Netherlands) August 24 - 29

Baron JB (1973)
Oculomotor system and postural activity, 505 - 516
in : The oculomotor system and brain functions. Zigmund Ed.
Butterworths, London

Berthoz A, Pavard B, Young LR (1975)
Perception of linear horizontal self motion induced by peripheral vision (linear vection) . Exp. Brain Res. 23, 471 - 489

Berthoz A, Lacour M, Soechting JF, Vidal PP (1979)
The role of vision in the control of posture during linear motion, 197 - 209
in : Granit R, Pompeiano O (eds) Reflex control of posture and movement. Progress in Brain Research 50

Brandt T, Dichgans J, König E (1973)
Differential effects of central and peripheral vision for egocentric and exocentric motion perception. Exp. Brain Res. 16, 476 - 491

De Wit G (1972)
Optic versus vestibular und proprioceptive impulses measured by posturometry. Agressolologie 13 B, 75 - 79

Dichgans J, Brandt T, Held R (1975)
The role of vision in gravitational orientation, 255 - 263
in : Mechanisms of spatial perception and orientation as related
to gravity. Schöne H (ed) Fortschr. Zool. 23

Dichgans J, Mauritz KH, Allum JH, Brandt T (1976)
Postural sway in normals and atactic patients. Analysis of stabilizing
and destabilizing effects of vision. Agressologie 17 C, 15 - 24

Dichgans J, Brandt T (1978)
Visual - vestibular interaction. Effects on self - motion perception
and postural control, 755 - 804
in : Held R, Leibowitz HW, Teuber HL (eds) : Handbook of
sensory phisiology. Springer, Heidelberg, Berlin, New York

Diener HC, Dichgans J, Bruzek W, Selinka H (1982)
Stabilization of human posture during induced oscillations of the body.
Exp. Brain Res. 45, 126 - 132

Edwards AS (1946)
Body sway and vision. J. exp. Psychol. 36, 526 - 535

Friedman M (1937)
The use of ranks to avoid the assumption of normality implicit the
analysis of variance. J. Amer. Stat. Assoc. 47, 675 - 701

Gurfinkel VS, Elner AM (1973)
On two types of static disturbances in patients with local lesions of the
brain. Agressologie 14 D, 65 - 72

Hellebrandt FA, Franseen E (1943)
Physiological study of vertical stance in man. Physiol. Rev. 23, 220 - 225

Hufschmidt A, Dichgans J, Mauritz KH, Hufschmidt M (1980)
Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological application. Arch. Psychiat. Nervenkr. 228, 135 - 150

Kapteyn TS, Bles W (1977)
Circular vection and human posture. Relation between the reactions to various stimuli. Agressologie 18, 335 - 339

Lacour M, Xerri C, Hugon M (1978)
Muscle responses and monosynaptic reflexes in the falling monkey : The role of the vestibular system. Journal de Physiologie (Paris) 74, 427 - 438

Mauritz KH, Dietz V (1980)
Characteristics of postural instability by ischemic blocking of leg afferents. Exp. Brain Res. 38, 117 - 119

Nashner LM (1970)
Sensory feedback in human posture control. Thesis, Cambridge, Mass. Man Vehicle Laboratory, MIT

Nashner LM, Berthoz A (1978)
Visual contribution to rapid motor responses during postural control. Brain research 150, 403 - 407

Oblak B, Mihelin M, Gregoric M (1976)
Computer analysis of the correlations between visual stimulation, ocular movement and stabilograms. Agressologie 17 C, 11 - 14

Romberg MH (1853)
A manual of the nervous deseases of man. London, Sydenham Trans. II, 396

Taguchi K, Iijima M, Suziku T (1978)
Computer calculation of movements of body's center of gravity.
Acta Otolaryngol. (Stockholm) 85, 420 - 425

Thomas DP, Whitney RJ (1959)
Postural movements during normal standing in man. Journal of Anatomy 93,
524 - 529

Travis RC (1945)
An experimental analysis of dynamic and static equilibrium. J. exp.
Psychol. 35, 216 - 234

Vidal PP, Gouny M, Berthoz A (1978)
Rôle de la vision dans le déclenchement de réactions posturales rapides.
Archives italiennes de Biologie 116, 281 - 291

Walsh EG (1973)
Standing man, slow rhythmic tilt, importance of vision. Agressologie 14 C,
79 - 85

Wicke RW (1980)
Human visual - vestibular interactions during postural responses to brief falls.
Thesis, Cambridge, Mass. Mass. Institute of Technology

Wilcoxon F, Wilcox RA (1964)
Some rapid approximate statistical procedures. Lederle Lab., Pearl River,
New York

Lebenslauf

ı, Harald Wolfgang Nuding, wurde am 28. Mai 1952 als erstes Kind der Geschwisterreihe und einziger Sohn des Mechanikermeisters to Nuding und seiner Ehefrau Margarete geb. Grau in Stuttgart ɔoren.

1959 wurde ich in die Volksschule Berkheim eingeschult und wechsel-1963 ans Schelztorgymnasium Esslingen.

Ab 1967 besuchte ich das neugegründete Mörikegymnasium in slingen, an dem ich 1972 das Abitur (mathematisch-naturwissen-ıaftlicher Zug) ablegte.

Während der Wartezeit vor dem Medizinstudium arbeitete ich als leger an den Städtischen Krankenanstalten Esslingen. Seit 1973 bin ı verheiratet und habe zwei Kinder.

Im Wintersemester 1977/78 begann ich das Medizinstudium an der ıiversität Hohenheim und wechselte nach dem zweiten Semester an Eberhard-Karls-Universität Tübingen, wo ich die ärztliche Vorprü-ıg, den 1. und 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ablegte.

Seit Oktober 1982 leiste ich das Praktische Jahr an den Städtischen ankenanstalten Esslingen ab.

Den 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung habe ich am 21.10.1983 gelegt.